УДК 004.021; 616-079.2

Н.М. Федотов, Д.Ю. Ларионов, С.В. Жарый, А.И. Оферкин, А.А. Шелупанов

Хирургический комплекс для поиска аритмогенных источников методом многоканального эпикардиального картирования

Разработан хирургический комплекс для поиска аритмогенных источников методом многоканального эпикардиального картирования. Представлены алгоритм и метод поиска множественных аритмогенных источников при лечении фибрилляции предсердий, основанный на интерполяции результатов многополюсных измерений и визуализации этих данных на модели сердца в процессе многоканальной регистрации во временной области, по пространственному распределению частотной активности миокарда предсердий, по пространственному распределению максимальных амплитуд потенциалов.

Ключевые слова: электрод, миокард, эпикардиальное картирование, интерполяция.

Одним из часто встречающихся нарушений ритма сердца является фибрилляция предсердий. Существующие методы лечения этого нарушения основаны на анатомическом подходе. Отсутствие четких электрофизиологических маркеров объясняет низкую эффективность лечения. Для повышения эффективности разрабатываются различные клинические методики лечения.

1. Метод многоканального эпикардиального картирования с построением временных карт активации в определенные интервалы времени, характерные для цикла активации миокарда [1]. Метод используется во время открытых операций на сердце по лечению сопутствующих патологий (например, установка искусственного клапана сердца).

2. В методе внутрисердечного картирования для использования в качестве маркера было предложено использовать основную частоту спектра сигнала электрограммы [2, 3]. Участки с наиболее высокой частотой являются источниками (триггерами) фибрилляции. Для основной частоты спектра использовалось быстрое преобразование Фурье-сигнала, взятого с частотой 2 кГц в скользящем окне длительностью 8 с. Таким образом, разрешение по частоте вычисляемого спектра составляет 0,25 Гц. Для анализа используется биполярный сигнал, восстановленный до частоты 0,5 Гц. К сигналу применяется нерекурсивная фильтрация с окном Хэмминга, после чего производится быстрое преобразование Фурье. Далее для анализа используются частоты от 3 до 15 Гц, затем определяются основная частота спектра и вычисляется индекс информативности, который показывает вклад основной гармоники в суммарную мощность спектра. Для определения источников фибрилляции во время синусового ритма был предложен другой подход [4]: анализ спектра сигнала – все операции по преобразованию сигнала повторяются, но частотный анализ выполняется в диапазоне от 3 до 500 Гц. Критерием триггера при этом является наличие дополнительных гармоник в спектре сигнала.

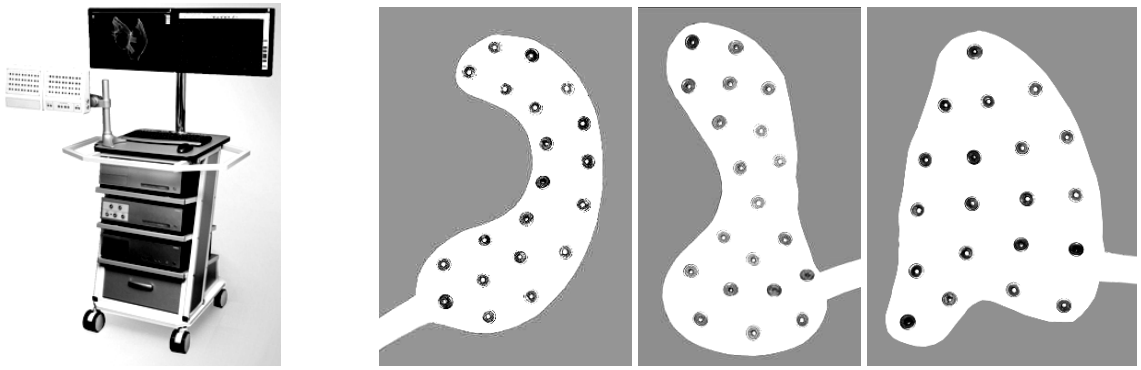
По мнению авторов, описанный выше метод диагностики по выделению основной частоты спектра электрограммы, используемый при внутрисердечном картировании, дополненный фазовым анализом в окрестности основной частоты, более информативен и прост в обработке исходных данных и также может быть использован при анализе во время картирования предсердий с целью поиска областей с роторной и фокальной активностью. Поэтому в разработанном хирургическом комплексе (рис. 1, *а*) были реализованы спектральные методы. В комплексе реализована регистрация 90 каналов монополярных сигналов электрограмм. Для визуализации параметров активации используется геометрическая трехмерная модель сердца, полученная методом сегментирования томографических изображений группы пациентов. Для регистрации электрограмм с эпикарда изготовлены электроды с покрытием из золота и распределенные равномерно по трем пластинам из силикона анатомической формы (рис. 1, *б*) с шагом около 8–10 мм. Каждому электроду соответствует определенная позиция на поверхности модели.

Геометрическая поверхность моделей представляет собой нерегулярную замкнутую сетку в трехмерном пространстве. Узлы сетки представляют собой вершины треугольников полигональной поверхности камеры. Интерполяция значения основной частоты спектра электрограммы миокарда производится с помощью волнового алгоритма. Повышение точности интерполяции достигается повторными итерациями. Выбор алгоритма объясняется следующими факторами:

– распространение активации происходит в миокарде предсердий, представляющих собой плоские тонкостенные структуры, которые легко моделируются замкнутой трехмерной поверхностью;

– для геометрической поверхности используется нерегулярная замкнутая сетка в трехмерном пространстве, что осложняет использование двухмерной интерполяции сплайнами;

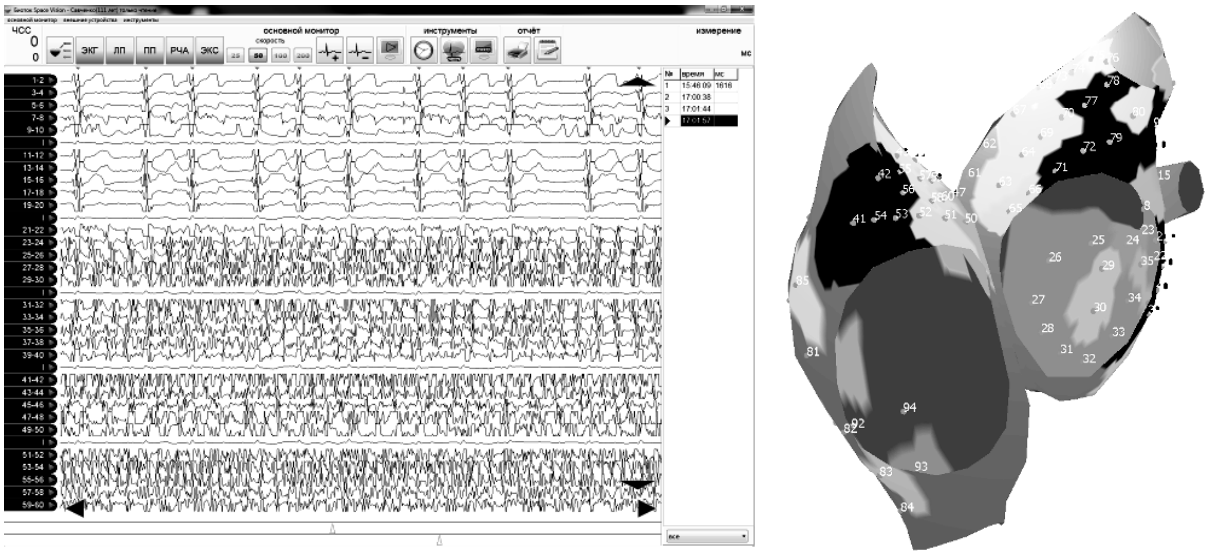
– в норме распространение активации происходит с постоянной скоростью из определенного участка правого предсердия, называемого синусовым узлом, однако система предназначена для поиска и индикации аномальных участков.



а *б*

Рис. 1. внешний вид хирургического комплекса – *а*; *б* – схемы расположения контактов на эпикардиальных пластинчатых электродах для проведения одновременного картирования всего эпикарда предсердий, включая заднюю стенку между легочными венами

Примеры экранной формы основного окна программы визуализации блока многоканальной эпикардиальной регистрации электрограмм и визуализации множественных источников аритмии показаны на рис. 2, *а*, *б*.



а *б*

Рис. 2. пример экранной формы основного окна программы визуализации блока многоканальной эпикардиальной регистрации электрограмм – *а*; *б* – пример визуализации параметров локальной электрической активности в пространстве моделей камер сердца

Блок-схема алгоритма интерполяции представлена на рис. 3. На вход подается список узлов сетки, каждый узел описывается текущим установленным значением, списком соседних узлов, флагом инициализации узла (который позволяет определить, получил ли узел значение в результате интерполяции), флагом ключевого узла (позволяет отмечать узлы, в которые значения были внесены пользователем – они не должны изменяться).

Представленный алгоритм характеризуется высокой скоростью выполнения интерполяции, что позволяет использовать его в реальном времени, а также для интерполяции на поверхности синтезированной модели других параметров активности сердца:

– времени и амплитуды активации миокарда;

– траектории сокращений точки миокарда, в этом случае в качестве интерполируемых значений используется массив векторов смещения от среднего значения координаты точки.

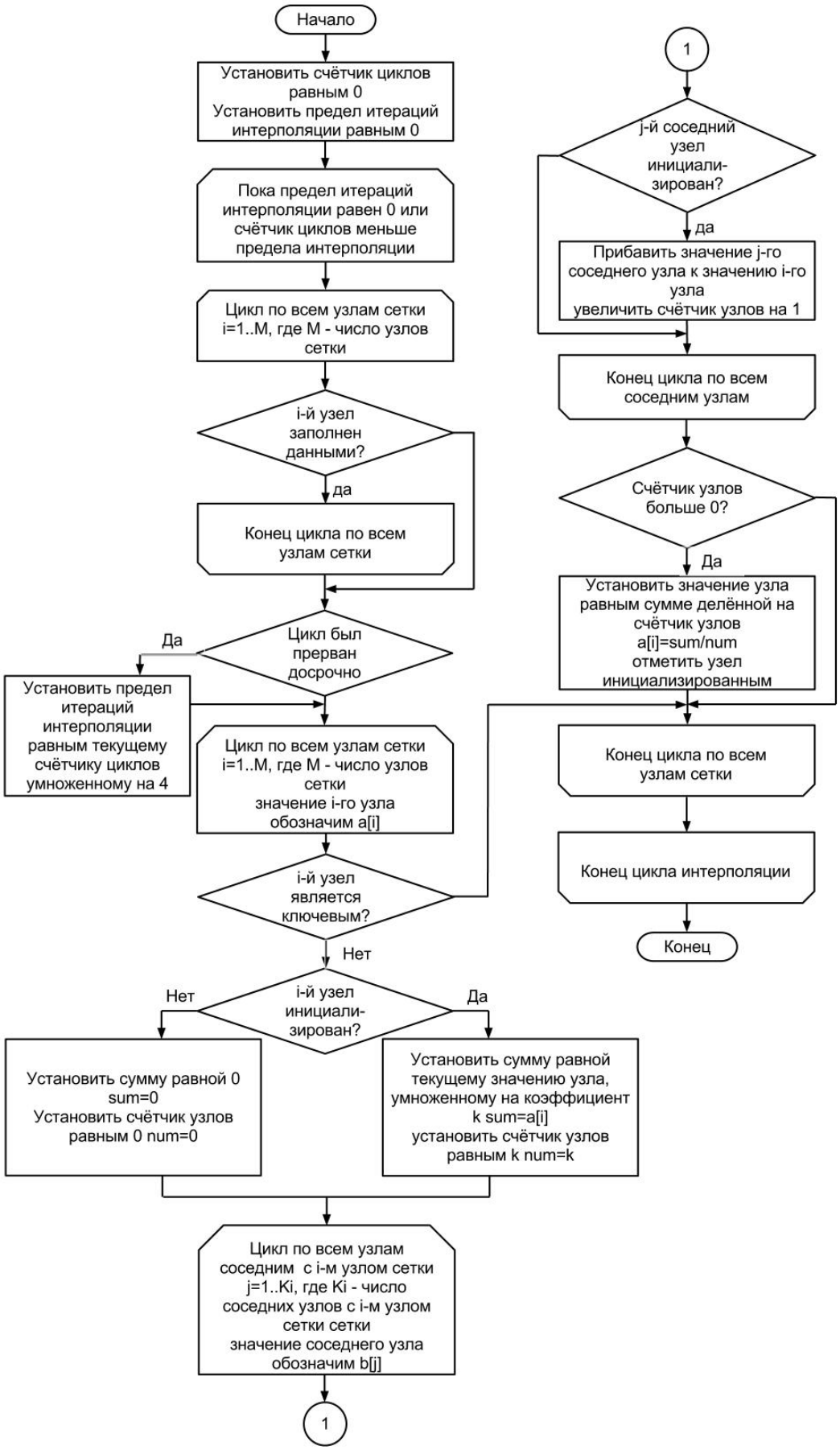


Рис. 3. Алгоритм интерполяции параметров активации миокарда по поверхности геометрической модели сердца

Заключение. Разработан хирургический комплекс и создано программное обеспечение для осуществления многоканальной эпикардиальной диагностики аритмогенных источников для осуществления их селективной аблации. Визуализация результатов представляется в виде динамических и статических карт активации миокарда, изображаемых на поверхности модели миокарда. В частотной области результаты представляются в виде картограмм распределения доминантных частот.

Хирургический комплекс успешно апробирован в ряде медицинских центров аритмологического профиля РФ при лечении аритмий сердца.

Литература

1. Concurrent multiple left atrial focal activations with fibrillatory conduction and right atrial focal or reentrant activation as the mechanism in atrial fibrillation / T. Nitta, Y. Ishii, Y. Miyagi et al. // J. Thorac. Cardiovasc. Surg. – 2004. – Vol. 127. – P. 770–778.
2. Spectral analysis identifies sites of high frequency activity maintaining atrial fibrillation in humans / P. Sanders, O. Berenfeld, M. Hocini et al. // Circulation. – 2005. – Vol. 112. – P. 789–797.
3. Имитационное моделирование и визуализация электрической активности миокарда / Н.М. Федотов, С.В. Жарый, А.А. Шелупанов и др. // Изв. Том. политехн. ун-та. – 2009. – Т. 315, № 5. – С. 98–104.
4. Effects of Two Different Catheter Ablation Techniques on Spectral Characteristics of Atrial Fibrillation / K. Lemola, M. Ting, P. Gupta et al. // J. Amer. Coll. Cardiol. – 2006. – Vol. 48. – P. 340–348.

Федотов Николай Михайлович
Канд. техн. наук, заведующий лабораторией безопасных биомедицинских технологий ЦТБ ТУСУРа
Тел.: +7-923-404-99-59
Эл. почта: n.m.fedotov@gmail.com

Ларионов Дмитрий Юрьевич
Главный инженер ООО «Л.М.Э. «Биоток», г. Томск
Тел.: 8 (382-2) 55-96-32
Эл. почта: dima@biotok.ru

Жарый Сергей Викторович
Канд. техн. наук, научный сотрудник лаборатории безопасных биомедицинских технологий ЦТБ ТУСУРа
Тел.: +7-906-947-92-04
Эл. почта: sergey.zhary@gmail.com

Оферкин Александр Иванович
Канд. мед. наук, с.н.с., зав. отделением сердечно-сосудистой хирургии СибГМУ, г. Томск
Тел.: 8 (382-2) 52-87-26
Эл. почта: cardiovascular@ssmu.ru

Шелупанов Александр Александрович
Д-р техн. наук, профессор, проректор по НР ТУСУРа
Тел.: 8 (382-2) 51-43-02
Эл. почта: saa@keva.tusur.ru

Fedotov N.M., Larionov D.Yu., Zhary S.V., Oferkin A.I., Shelupanov A.A.

Surgical equipment for search of arrhythmogenic sources by multichannel epicardial mapping

The surgical complex is developed to search arrhythmogenic sources by multichannel epicardial mapping. We describe the algorithm and the method of finding of a multiple arrhythmogenic source in the treatment of atrial fibrillation based on the interpolation results of multi-port measurements and visualization of these data on a heart model in the process of multi-channel recording in the time domain, the spatial distribution of the frequency atrial activity, the spatial distribution of the maximum amplitudes of potentials.
Keywords: electrode, myocardium, epicardial mapping, interpolation.